

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-066280

(43)Date of publication of application : 09.03.1999

BEST AVAILABLE COPY

(51)Int.Cl.

G06T 1/00
A61B 5/055
A61B 6/00

(21)Application number : 09-227980

(71)Applicant : SHIMADZU CORP

(22)Date of filing : 25.08.1997

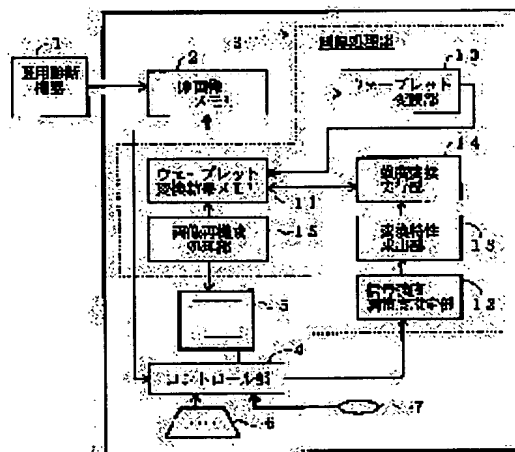
(72)Inventor : UTSUNOMIYA SHINICHI

(54) MEDICAL IMAGE PROCESSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To make proper density adjustments and to easily combine high spatial resolution with the measurement of low frequency information by taking a density analysis with positional information of a medical image through wavelet conversion.

SOLUTION: A medical image is sent out of a medical diagnostic equipment 1 and stored in a source image memory 2. A wavelet conversion part 10 of an image-processing part 3 performs wavelet conversion of the medical image in the source image memory 2 up to a 4th stage and performs multiple-resolution decomposition to obtain one approximate component and 12 detailed components, and a conversion characteristic finding part 13 finds intensity conversion characteristics according to an intensity adjustment degree set value set in a signal intensity adjustment degree setting part 12. According to the intensity conversion characteristics, an intensity conversion execution part 14 executes the operation for respective signal intensity values of all the detailed components for replacing all of them with the intensity-converted signal intensity. After the completion of the replacement with the signal intensity, an image construction processing part 15 performs wavelet inverse conversion of the 12 intensity-converted detailed components and the approximate component to perform an image construction processing, thus obtaining a reconstituted medical image.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

06.04.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-66280

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月9日

(51) IntCl.⁵

識別記号

F I

G 0 6 T 1/00

G 0 6 F 15/62

3 9 0 B

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 8 0

8/00

6/00

3 5 0 A

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平9-227980

(22) 出願日 平成9年(1997) 8月25日

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72) 発明者 宇都宮 眞一

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会

社島津製作所三条工場内

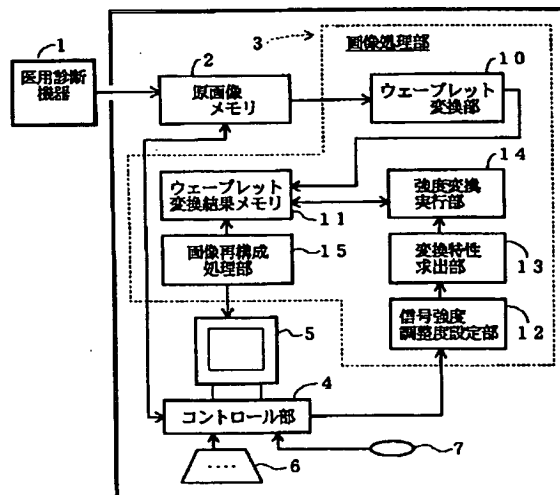
(74) 代理人 弁理士 杉谷 勉

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 医用画像の画質を十分に向上させる。

【解決手段】 この発明の装置は、原医用画像をウェーブレット変換により多重解像度分解処理する一方、原医用画像における相異なる複数の濃度差について強度調整度合を入力設定し、この強度調整度合に基づき詳細成分における必要範囲の各信号強度に対する調整強度との間の強度変換特性を求出しておいて、この強度変換特性に従って各詳細成分に対し強度変換を実行した後、近似成分および強度変換済の詳細成分をウェーブレット逆変換して画像再構成を行う構成を備えることにより、医用画像中の注目箇所の濃淡度合に応じた濃度調整が行えとともに、画像信号処理の際の高い空間分解能と十分な低周波数情報が確保され、画質向上の著しい再構成医用画像が得られるようになる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 医用診断機器で得られるデジタル形式の原医用画像を記憶する原画像記憶手段と、原医用画像に画質向上用の画像信号処理を施す画像処理手段とを備えた医用画像処理装置において、前記画像処理手段が、原医用画像をウェーブレット変換して多重解像度分解するウェーブレット変換手段と、原医用画像における相異なる複数の濃度差に対応付けられた多重解像度分解における詳細成分の信号強度のそれぞれについて強度調整度を設定する信号強度調整度設定手段と、前記信号強度調整度設定手段による設定結果に基づき、詳細成分における必要範囲の各信号強度に対する調整強度との間の交換関係を示す強度変換特性を求出する変換特性求出手段と、前記変換特性求出手段で求出された強度変換特性に従って各詳細成分に対して強度変換を実行する強度変換実行手段と、多重解像度分解における近似成分および強度変換実行済の詳細成分をウェーブレット逆変換して画像再構成を実行する画像再構成処理手段とを具備していることを特徴とする医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、医用診断機器で得られるデジタル形式の原医用画像に画質向上用の画像信号処理を施す医用画像処理装置に係り、特に画質向上の度合いを高めるための技術に関する。

【0002】

【従来の技術】X線CT装置（X線断層撮影装置）で得られるX線CT画像、あるいは、MRI装置（磁気共鳴断層撮影装置）で得られるMRI画像などといった医用診断機器の原医用画像は、各画素ごとに信号濃度値を示す信号がデジタル信号で構成されているデジタル形式の画像であるが、画像中にノイズが現れたり、エッジ（輪郭）が不明瞭であったりして、画質が不十分で的確な診断が出来ないことが往々にしてある。そこで、医用診断機器で得られる原医用画像を画像信号処理して、ノイズを少なくしたり、エッジ（輪郭）を強調したりして、画質を向上させる医用画像処理装置が用いられている。

【0003】従来の医用画像処理装置で実行される画質向上用の画像信号処理としては、エッジ強調用のラブラシアンフィルタリングやハイパスフィルタ、ノイズ低減用のメディアンフィルタリングやローパスフィルタといった空間フィルタリングが挙げられる。ラブラシアンフィルタリングは、例えば注目画素を中心とする3画素×3画素のサイズの部分画像（領域）に対するデジタル微分処理である。メディアンフィルタリングは、例えば注目画素を中心とする3画素×3画素のサイズの部分画像における中央値選択処理である。ただ、ラブラシアンフィルタリングの場合、エッジは強調される反面、ノイズも強調されてしまう。逆に、メディアンフィルタリ

グの場合、ノイズは低減される反面、エッジがボケてしまう。

【0004】そこで、原医用画像の局所領域ごとにノイズ領域（ノイズを含む領域）かエッジ領域（エッジを含む領域）かといった特徴（領域特徴量）を計測する空間フィルタリングを先ず行う。この領域特徴量を測る空間フィルタリングは、例えば局所領域に含まれる画素の信号強度（濃度値）の分散（バラツキ）を測る手法であり、分散が小さな領域は平坦部であってノイズ領域と見なし、逆に分散が大きな領域は非平坦部であってエッジ領域と見なす。そして、分散の大きさに応じて、エッジ強調フィルタとノイズ低減フィルタを組み合わせると、ある程度、エッジ強調とノイズ低減の両立が図れることから、画質をそれなりに向上させられる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の医用画像処理装置では画質の向上が未だ十分とは言えない。ひとつは、局所領域内の画素の信号強度の分散の大小等の単純な計測量だけでは、濃度の定量把握が出来ず、濃淡度合いに応じた適切な濃度調整がおこなえないからである。例えば、濃度差の小さな観察対象エッジと濃度差の大きな非観察対象エッジとが混在している場合、濃度の定量把握ができていなければ、両方のエッジに対して一律に濃度調整を行うことになる結果、観察対象エッジは明瞭なエッジとなっても、非観察対象エッジの方は強調されすぎてハレーションを引き起こすといった不都合が生じ、両方のエッジに対してそれぞれ適切な処理をおこなうことは非常に難しいのである。

【0006】もうひとつは、領域特徴量計測用の空間フィルタリングにおける領域サイズを小さくして空間分解能を高くすると、低周波数情報が十分に計測できず、大きな周期の濃度差が捉えられない。そうかといって、領域サイズ（マスクサイズ）を大きくして低周波数情報を十分に計測しようとする、領域サイズが大きくなった分、空間分解能が落ちて、細かな周期の濃度差が捉えられないという問題である。実用上は双方の折り合いをつけた適当な領域サイズを使用することになるが、必要な空間分解能と低周波情報が両立できない（折り合いがつかない）こともある。

【0007】また、医用画像の場合、医用診断機器の機種や、撮影部位、あるいは、観察者の個人差によって画質が大きく変動して、必要な空間分解能や低周波情報が変化するので、領域サイズを固定して双方の折り合いを維持することは極めて困難である。

【0008】この発明は、上記問題点に鑑み、医用画像に対して濃淡度合いに応じた適切な濃度調整が行えるとともに、画像信号処理の際の高い空間分解能と低周波数情報の計測とを容易に両立させられて、医用画像の十分な画質向上が図れる医用画像処理装置を提供することを課題とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、この発明の医用画像処理装置は、医用診断機器で得られるデジタル形式の原医用画像を記憶する原画像記憶手段と、原医用画像に画質向上用の画像信号処理を施す画像処理手段とを備えた医用画像処理装置において、前記画像処理手段が、原医用画像をウェーブレット変換して多重解像度分解するウェーブレット変換手段と、原医用画像における相異なる複数の濃度差に対応付けられた多重解像度分解における詳細成分の信号強度のそれぞれについて強度調整度を設定する信号強度調整度設定手段と、前記信号強度調整度設定手段による設定結果に基づき、詳細成分における必要範囲の各信号強度に対する調整強度との間の交換関係を示す強度変換特性を求出する変換特性求出手段と、前記変換特性求出手段で求出された強度変換特性に従って各詳細成分に対して強度変換を実行する強度変換実行手段と、多重解像度分解における近似成分および強度変換実行済の詳細成分をウェーブレット逆変換して画像再構成を実行する画像再構成処理手段とを具備している。

【0010】〔作用〕次に、この発明の医用画像処理装置によって原医用画像を画像信号処理する際の作用について説明する。まず、医用診断機器で得られたデジタル形式の原医用画像が医用画像処理装置の原画像記憶手段に記憶される。そして、原画像記憶手段に記憶された原医用画像を、画像処理手段に設けられているウェーブレット変換手段でウェーブレット変換して多重解像度分解し近似成分および詳細成分を得る。画像の場合、2次元のウェーブレット変換となるので、1個の近似成分と分解段数×3倍の詳細成分が得られる。ウェーブレット変換の分解段階数は、必要な低周波情報が得られるように設定すればよく、データ数nの場合、最大で $\log_2 n$ となる。常に最大分解段数を用いても問題はない。

【0011】このウェーブレット変換では、マスク領域（窓）というものを設定することなく、位置情報付きの画像の濃淡関連情報である近似成分および詳細成分が得られるので、空間フィルタで見られた、領域サイズを固定することによる空間分解能と低周波情報の競合の心配はない。また第1段階のウェーブレット変換の詳細成分が最高周波数情報（最高空間分解能情報）を示し、分解段階数が1つ上がる度に情報の周波数が半分となる性質があり（例えば第4段階変換だと最高周波数の $1/16$ の低周波数となる）、空間分解能は周波数ごとに常に理論上可能な限り高く保たれている。画像信号処理過程にウェーブレット変換による解析が組み込まれたこの発明の医用画像処理装置では、低い周波数情報の収集と高い空間分解能とが容易に理論上可能な限り高い水準で両立させられることになる。

【0012】一方、医用画像の観察者が、画像信号処理手段の信号強度調整度設定手段により、原医用画像にお

ける相異なる複数の濃度差と対応付けられた多重解像度分解における詳細成分の信号強度のそれぞれについて強度調整度（濃度差強調の場合と濃度差低減の場合がある）を設定する。つまり、原医用画像における相異なる複数の濃度差が、多重解像度分解における詳細成分の信号強度と定量的に対応付けられていて、これを信号強度調整度設定手段で所望の濃度差が得られるように強度調整度を設定するのである。そして、この信号強度調整度設定手段による設定が終わると、この設定結果に基づき、変換特性求出手段が直ちに詳細成分における必要範囲の各信号強度と調整強度との間の交換関係を示す強度変換特性を求出する。強度調整度を指定した濃度差以外の濃度差についても、設定した強度調整度に見合った適当な濃度差に変わるよう必要な強度変換特性が求められるのである。

【0013】続いて、強度変換実行手段により、変換特性求出手段で求出された強度変換特性に従って各詳細成分それぞれに対して強度変換が実行される。詳細成分は濃度差に対応しているので、詳細成分に対する強度変換は、原医用画像の濃淡度合に応じて適切な濃度調整を行うことを意味する。詳細成分の強度変換処理に引き続いて、画像再構成処理手段によって、多重解像度分解における近似成分および強度変換実行済の詳細成分がウェーブレット逆変換されて医用画像の再構成が行われる。このようにして、原医用画像は濃淡度合に応じた適当な濃度調整が行われ、画質が向上した再構成医用画像が得られる。再構成医用画像は、必要に応じて表示モニタの画面やフィルムの上に表示されて、観察される。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、この発明の一実施例を図面を参照しながら説明する。図1はこの発明の医用画像処理装置の要部構成を示す全体的ブロック図である。実施例の医用画像処理装置は、図1に示すように、医用診断機器1で得られる原医用画像を記憶する原画像メモリ2と、原医用画像に画質向上用の画像信号処理を施す画像処理部3と、動作制御用のプログラムに従って装置の各種動作を制御するコントロール部4を備える他、医用画像を表示するモニタ5や、コントロール部4への指令入力や各種のデータ入力をおこなうキーボード6およびマウス7を備えている。以下、各部の構成を具体的に説明する。

【0015】医用診断機器1としては、X線CT装置やMRI装置あるいはX線透視撮影装置、ECT装置などの核医学機器などが挙げられ、医用画像として、X線CT画像やMRI画像（MRI-CT画像）などの断層画像の他、X線透視撮影画像あるいはRI画像などが例示されるのであるが、もちろんこれら例示のものに限られない。

【0016】原画像メモリ2は、図2に示すように、例えば横（X）方向の番地数が512個、縦（Y）方向の

番地数も512個の正方形のフレームメモリである。原医用画像も横(X)方向の画素数が512個、縦(Y)方向の画素数も512個の正方形の画像であって、原画像メモリ2の各メモリセルに原医用画像の各画素の濃度値を示すデジタル信号が格納される。

【0017】画像処理部3は、図1に示すように、原医用画像をウェーブレット変換して多重解像度分解するウェーブレット変換部10と、多重解像度分解における近似成分と詳細成分を記憶するウェーブレット変換結果メモリ11を具備する。ウェーブレット変換は関数 h を基底関数として、下記の式(1)において信号を周波数帯域に次々と所望段階に分解可能な変換手法であり、高周波から低周波までの所望とする周波数に適合した信号を得ることができる。また、基底関数は種々あるが、Daubechies、Symletなどの直交基底を使用すれば、ウェーブレット変換で得た近似成分と詳細成分の全てを用いてウェーブレット逆変換を行うことで、完全に元の原医用画像を復元できる特性を有することから原医用画像の情報が欠落しない。このウェーブレット変換手法は、画像圧縮技術に応用されたりしており、例えば「ウェーブレットピギナーズガイド」(榎原進著、1995年5月20日、東京電機大学出版局発行)に具体的かつ詳細に開示されている公知の変換手法である。

【0018】

【数1】

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) h(a, b) dt \dots (1)$$

【0019】但し、 $f(t)$ ：任意の波形の信号

$W(a, b)$ ： $f(t)$ のウェーブレット変換

$h(a, b) = h(at, b) / \sqrt{a}$

a ：関数の縮率、 b ：水平軸方向の移動量

【0020】第1段階変換のウェーブレット変換では、図3に示す原医用画像(近似成分 $L L^0$) P_a が分解されて、1個の近似成分 $L L^{-1}$ と3個の詳細成分 $L H^{-1}$ 、 $H L^{-1}$ 、 $H H^{-1}$ が得られる。第2段階変換のウェーブレット変換では第1段階変換の近似成分 $L L^{-1}$ がさらに分解されて、1個の近似成分 $L L^{-2}$ と3個の詳細成分 $L H^{-2}$ 、 $H L^{-2}$ 、 $H H^{-2}$ が得られる。以下、同様に第 j 段階のウェーブレット変換では、一段階手前の近似成分 $L L^{-(j-1)}$ が分解されて、近似成分 $L L^{-j}$ と3個の詳細成分 $L H^{-j}$ 、 $H L^{-j}$ 、 $H H^{-j}$ が得られる。

【0021】近似成分 $L L^{-j}$ はX、Y両方向とも所定空間周波数以下の低周波成分を全て含み、画像的には平均濃度を示すような画像(平均化処理画像)に当たる。一方、詳細成分 $L H^{-j}$ はX方向が所定空間周波数の高周波成分であり、詳細成分 $H L^{-j}$ はY方向が所定空間周波数の高周波成分を示あり、詳細成分 $H H^{-j}$ はX、Y両方向が所定空間周波数の高周波成分であって、画像的には濃

度差を示すような画像(微分処理画像)に当たる。

【0022】そして、近似成分 $L L^{-j}$ と3個の詳細成分 $L H^{-j}$ 、 $H L^{-j}$ 、 $H H^{-j}$ の合計信号個数(合計ピクセル個数)は、基本的に近似成分 $L L^{-(j-1)}$ の全信号個数(全ピクセル個数)に等しい。その結果、第1段階から

第 j 段階までのウェーブレット変換で得られた1個の近似成分 $L L^{-j}$ と $(3 \times j)$ 個の全詳細成分の総信号個数は、基本的に原医用画像の全信号個数に等しい。したがって、例えば、第1、2段階変換のウェーブレット変換で得られた1個の近似成分と6個の詳細成分は、図4に示すように、ウェーブレット変換結果メモリ11に格納されるが、ウェーブレット変換結果メモリ11は基本的には原画像メモリ2と同じようなメモリセル構成となる。また、ウェーブレット変換では段階数が増えたと処理する信号の数が減るので、変換段階が増えても(つまり、十分な低周波数情報が得られるまで変換段階を増やしても)演算負荷が肥大化するわけではない。

【0023】一方、画像処理部3は、図1に示すように、原医用画像における相異なる複数(実施例では3個)の濃度差に対応付けられた多重解像度分解における詳細成分の信号強度のそれぞれについて強度調整度を設定する信号強度調整度設定部12を備えている。この強度調整度の設定を、具体例に則して説明する。図5は対象の原医用画像(頭部断層像) P_a を示し、図6は原医用画像 P_a の中央のX方向ライン L_x についての濃度プロファイルを示す。原医用画像 P_a には、ノイズ(小さな凸凹)と弱いエッジ(不明瞭なエッジ)および強いエッジ(明瞭なエッジ)があり、図6に示すように、ノイズは濃度差 D_1 、弱いエッジは濃度差 D_2 、強いエッジは濃度差 D_3 である。普通、ノイズは低減する濃度調整を行い、エッジは強調や現状維持といった濃度調整を行うことになる。

【0024】図7に示すように、画像における濃度差 D はウェーブレット変換の多重解像度分解における詳細成分の信号強度 WD と対応関係にある。

$$WD = \alpha \times D + \beta$$

【0025】なお、原医用画像 P_a における除外対象のノイズや観察対象のエッジあるいは非観察対象のエッジの各濃度差(注目すべき濃度差)の程度は、医用診断機器の種類および撮影部位の種類、つまり画像の種類に応じてほぼ決まっているので、その種類の典型的な原医用画像を使用し、ノイズやエッジのポイントの濃度差 $D_1 \sim D_3$ を選択し、3個の詳細成分 $L H^{-j}$ 、 $H L^{-j}$ 、 $H H^{-j}$ における選択ポイントに対応する位置の各信号強度を抽出して平均値を求め、これを濃度差 $D_1 \sim D_3$ と対応付けされた信号強度 $WD_1 \sim WD_3$ として予め信号強度調整度設定部12へセットしておく。

【0026】つまり、信号強度 $WD_1 = \alpha \times |D_1| + \beta$ 、 $WD_2 = \alpha \times |D_2| + \beta$ 、 $WD_3 = \alpha \times |D_3| + \beta$ の演算が行われ、信号強度 $WD_1 \sim WD_3$ が求めら

れて、信号強度調整度設定部12の内に予めセッされているのである。なお、 α 、 β は、各ウェーブレット変換の段階数ごとに予め決められる定数である。これらは対象となるエッジやノイズの濃度変化の空間周波数に依存する。これらを調整しておくことで、エッジ強調やノイズ低減の対象となる濃度変化の空間周波数を制御でき、様々な観察目的に対応することができる。したがって、普通、操作者は、各強度調整度A1～A3をキーボード6やマウス7を使って入力するだけで済む。

【0027】なお、濃度差D1～D3の選択や信号強度WD1～WD3のセットは、上のように典型的な医用画像に基づいて予めセットするのではなくて、実際に画像信号処理対象とする原医用画像に基づきその都度セットするようであってもよい。また、各詳細成分 LH^{-1} 、 HL^{-1} 、 HH^{-1} ごとに濃度差D1～D3に対応する信号強度WD1～WD3のセットをそれぞれ行うような構成であってもよい。

【0028】さらに、画像処理部3は、信号強度調整度設定部12による設定結果である強度調整度A1～A3に基づき、詳細成分における必要範囲の各信号強度に対する調整強度との間の変換関係を示す強度変換特性を求出する変換特性求出处13を備えている。濃度差D1～D3に対応付けされた信号強度WD1～WD3以外の信号強度も、やはり応分の濃度調整を必要に応じて行うことになるので、変換特性求出处13が、強度調整度A1～A3の間を適当に補完連結し、必要範囲の各信号強度全体に適用できる強度変換特性 $f(|WD_j|)$ を自動的に求めるのである。強度調整度A1～A3の間を適当に補完して強度変換特性 $f(|WD_j|)$ が得られるプログラムが制御プログラム中に組み込まれているのである。

【0029】強度変換特性 $f(|WD_j|)$ が1を越すと強調調整となり、1未満では低減調整となる。勿論、強度調整度A1～A3の設定値に応じて、強度変換特性 $f(|WD_j|)$ のかたちが変化することは言うまでもない。例えば、A1=0、A2=A3=1.2と設定されたのであれば、図7に示すように、信号強度WD1以下は全て強度調整度A1であるが、信号強度WD1～WD2の間は強度調整度A1から強度調整度A2に直線的に増加し、信号強度WD2以上は全て強度調整度A2(=A3)である強度変換特性 f_a が求出されることになる。

【0030】あるいは、A1=0、A2=1.2、A3=1.0と設定されたのであれば、図8に示すように、信号強度WD1以下は全て強度調整度A1であるが、信号強度WD1～WD2の間は強度調整度A1から強度調整度A2に直線的に増加し、信号強度WD2～WD3の間は、信号強度WD3に近くなると強度調整度A3に下がってゆき、信号強度WD3以上は全て強度調整度A3である強度変換特性 f_b が求出されることになる。強度

変換特性 f_b では、強いエッジの場合、さらに強調すると不必要な感じとなり、アーティファクトの発生をみたりすることから、信号強度が一定値を越すような範囲は強調せずに現状維持とする調整が行われることになる。

【0031】なお、詳細成分 LH^{-1} 、 HL^{-1} 、 HH^{-1} ごとに濃度差D1～D3に対応する信号強度WD1～WD3のセットがそれぞれ行われる構成の場合、強度変換特性 $(|WD_j|)$ も、細成分 LH^{-1} 、 HL^{-1} 、 HH^{-1} ごとに求出されるので、強度変換特性 $(|WD_j|)$ の求出数が3倍になる。

【0032】さらに、画像処理部3は、強度変換特性 $f(|WD_j|)$ に従って各詳細成分に対して強度変換を実行する強度変換実行部14と、多重解像度分解における近似成分および強度変換実行済の詳細成分をウェーブレット逆変換して画像再構成をおこなう画像再構成処理部15も備えている。強度変換実行部14では、各詳細成分の全信号強度 DW_j の各々について対応する A_j ($=f(|WD_j|)$)が求められた後、 $A_j \times DW_j$ の演算が行われ、調整済の信号強度 Wdj ($=A_j \times DW_j$)が求められる。求められた信号強度 Wdj は、ウェーブレット変換結果メモリ11の対応するメモリセルの信号強度WD j と置き換えられることになる。画像再構成処理部15は、強度変換済の全詳細成分と(強度変換はされていない)近似成分とをウェーブレット逆変換して画像再構成を行い、再構成医用画像を得た後、再構成医用画像を表示するためのモニタ5の方へ送出する機能を有する。

【0033】なお、画像処理部3におけるウェーブレット変換部10、信号強度調整度設定部12、変換特性求出处13、強度変換実行部14、および、画像再構成処理部15は、コンピュータ(CPU)およびその制御プログラムなどを中心に構成されるものである。

【0034】続いて、以上に説明した実施例の医用画像処理装置により図5の原医用画像Paを画像信号処理する際の装置動作を、画像信号処理動作の流れを示すフローチャートである図11に則して説明する。前述のように、図5に示す原医用画像Paには、ノイズと弱いエッジ(不明瞭なエッジ)および強いエッジ(明瞭なエッジ)がある。ノイズの濃度差D1、弱いエッジの濃度差D2、強いエッジの濃度差D3は、図6の濃度プロファイルに示すように、濃度差D1<濃度差D2<濃度差D3の関係にある。以下の画像信号処理においては、ノイズは低減、弱いエッジは明瞭化し、強いエッジは現状を維持する濃度調整をおこなうことになる。

【0035】〔ステップF1〕まず、医用診断機器1から原医用画像Paが送出されて原画像メモリ2に記憶される。必要に応じて、原画像メモリ2に記憶された原医用画像Paはモニタ5の画面に映し出され、操作者などの観察に供される。

【0036】〔ステップF2〕画像処理部3のウェー

ブレット変換部10が、原画像メモリ2の原医用画像を第4段階までウェーブレット変換して多重解像度分解し、1個の近似成分と12個の詳細成分が得られる。得られた近似成分および詳細成分はウェーブレット変換結果メモリ11に送られて格納される。なお、図8の濃度プロファイルに対応する詳細成分の信号強度プロファイル(濃度差プロファイル)を図9に示す。信号強度WD1がノイズの濃度差D1、信号強度WD2が弱いエッジの濃度差D2、信号強度WD3が強いエッジの濃度差D3にそれぞれ対応している。

【0037】〔ステップF3〕操作者が、信号強度調整度設定部12に設定する強度調整度A1~A3の設定値として、A1=0、A2=1.2、A3=1.0をキーボード6から入力する。ノイズの濃度差は0とし、弱いエッジの濃度差は1.2倍に強調し、強いエッジの濃度差はそのままとする設定である。

【0038】〔ステップF4〕設定された強度調整度A1~A3に基づき、変換特性求出部13が強度変換特性を求出する。今はA1=0、A2=1.2、A3=1.0であるから、図8に示す強度変換特性fbが求出される。

【0039】〔ステップF5〕図8の強度変換特性fbに従って、強度変換実行部14が、全詳細成分の各信号強度WDjに対し、 $A_j \times WD_j = Wdj$ の演算を実行し、ウェーブレット変換結果メモリ11の対応するメモリセルの信号強度WDjから強度変換済の信号強度Wdjに全て置き換える。

【0040】なお、図9の信号強度プロファイルの強度変換後の状態を図10に示す。図10に示すように、強度変換特性fbに従う強度変換により、詳細成分の信号強度プロファイルからはノイズに相当する信号がうまく消えている(ノイズの低減が実現されている)。また、弱いエッジを表す成分は1.2倍に、強いエッジを表す成分は等倍保存されている。

【0041】〔ステップF6〕信号強度WDjから信号強度Wdjへの置き換え完了に続き、画像再構成処理部15が、強度変換済の12個の詳細成分および(強度変換はされていない)近似成分をウェーブレット逆変換して画像再構成を行い、再構成医用画像を得る。

【0042】〔ステップF7〕モニタ5の画面には、ノイズは消え、不明瞭だった弱いエッジが強調された十分な画質の再構成医用画像が映し出される。

【0043】このように、実施例装置の場合、原医用画像Paにおけるノイズやエッジの濃度差の量に応じてそれぞれ適切な濃度調整が行われる。それに、原医用画像の信号処理過程でマスク領域を要しないウェーブレット変換で原医用画像Paの濃度解析が行われる。ウェーブレット変換は、高周波域から十分な低周波域までの濃度解析結果をもたらすので、画像信号処理の際の高い空間分解能と十分な低周波数情報とが容易に確保される。し

たがって、再構成された医用画像は十分に画質が向上したものとなる。

【0044】この発明は上記の実施例に限られるものではなく、以下のように変形実施することもできる。

(1) 上記の実施例では、ウェーブレット変換が4段階変換であったが、変換段階数が高いほど低周波情報が十分となり、演算量はそれほど増大しないので、分解段階数は十分大きく取るのが好ましい。

【0045】(2) 上記の実施例では、原医用画像Paにおける3個の濃度差のそれぞれについて強度調整度A1~A3を設定する構成であったが、原医用画像Paにおける2個あるいは4個以上の濃度差のそれぞれについて強度調整度を設定する構成のものが、変形例として挙げられる。

【0046】(3) 上記の実施例は強度調整度A1~A3をキーボード等から入力する構成であったが、予めA1=0.4、A2=1.5、A3=1.0等の適切な結果が期待できる値を準備しておいてもよい。

【0047】(4) 上記の実施例では詳細成分WDそのものについて、濃度差Dとの関連付け($WD = \alpha D \times \beta$)と強度変換特性f(|WD|)の求出を行ったが、各詳細成分 LH^{-1} 、 HL^{-1} 、 HH^{-1} の相互相関係数CORRに対して濃度差Dとの関連付け $CORR = \alpha D + \beta$ と強度変換特性f(CORR)の求出を行ってもよい。ここで、相互相関係数CORRは、例えば、 $CORR_i[y][x] = (1/3) \cdot (|LH^{-1}[y][x]| + |HL^{-1}[y][x]| + |HH^{-1}[y][x]|)$

である。これは方向に依らず、[y][x]点における分解数jに相当する空間周波数の濃度変化の大きさを表す量となる。また、例えば、

$CORR_i[y][x] = (1/2) \cdot (|LH^{-1}[y][x]| + |LH^{-1+1}[y/2][x/2]|)$

とすれば、分解数jとj-1の空間周波数の相互相関を表す量となる。

【0048】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、この発明の医用画像処理装置によれば、原医用画像におけるノイズやエッジなど注目すべき各濃度差の量に応じてそれぞれ適切な濃度調整が行われる上、ウェーブレット変換により原医用画像の位置情報付き濃度解析が行われるので、高周波域から十分な低周波域まで濃度差解析結果をもたらすことから、画像信号処理の際の高い空間分解能と十分な低周波数情報とを確保することができ、医用画像の十分な画質向上が図れる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例の医用画像処理装置の要部構成を示す全体的ブロック図である。

【図2】実施例装置の原画像メモリのアドレス構成を示す模式図である。

【図3】医用画像のウェーブレット変換結果を説明する

模式図である。

【図4】実施例でのウェーブレット変換結果メモリの記憶内容例を示す模式図である。

【図5】濃度調整対象の原医用画像例を示す平面図である。

【図6】原医用画像の中央のX方向ラインについての濃度プロファイルを示すグラフである。

【図7】実施例で求出された強度変換特性を示すグラフである。

【図8】実施例で求出された他の強度変換特性を示すグラフである。

【図9】ウェーブレット変換による詳細成分の信号強度の強度変換前の状態を示すグラフである。

【図10】ウェーブレット変換による詳細成分の信号強度の強度変換後の状態を示すグラフである。

*【図11】実施例装置による画像信号処理動作の流れを示すフローチャートである。

【符号の説明】

1…医用診断機器

2…原画像メモリ

3…画像処理部

10…ウェーブレット変換部

12…信号強度調整度設定部

13…変換特性求出部

14…強度変換実行部

15…画像再構成処理部

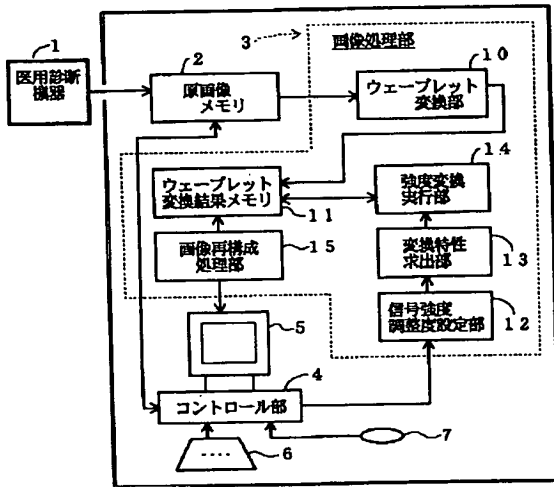
D1～D3…濃度差

A1～A3…強度調整度

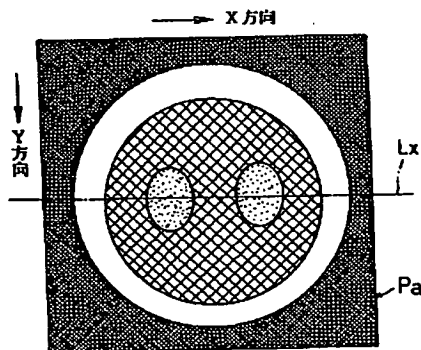
WD1～WD3…詳細成分の信号強度

f a, f b…強度変換特性

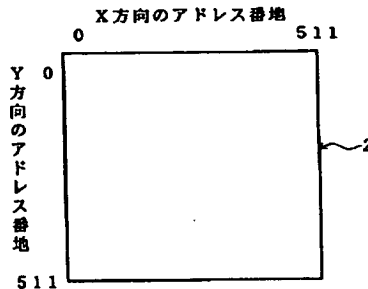
【図1】



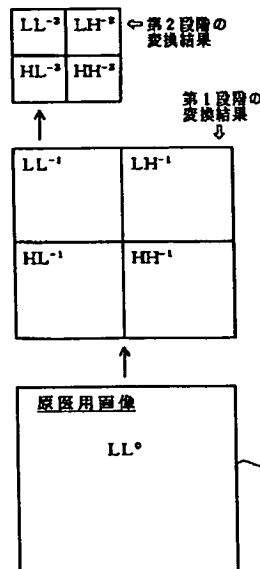
【図5】



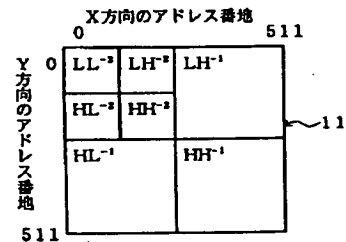
【図2】



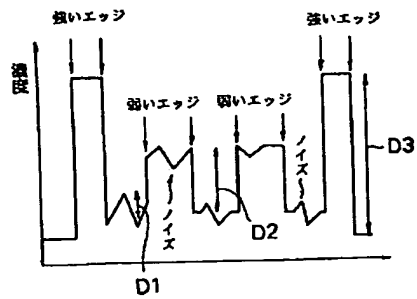
【図3】



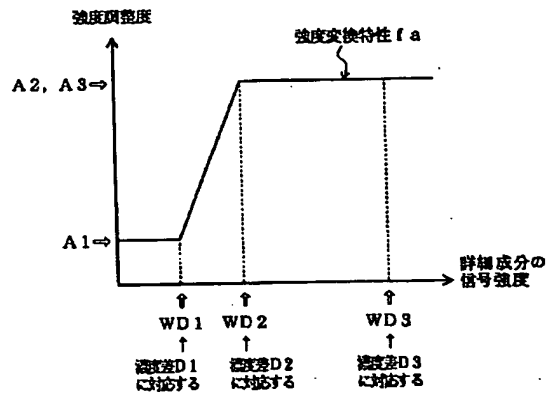
【図4】



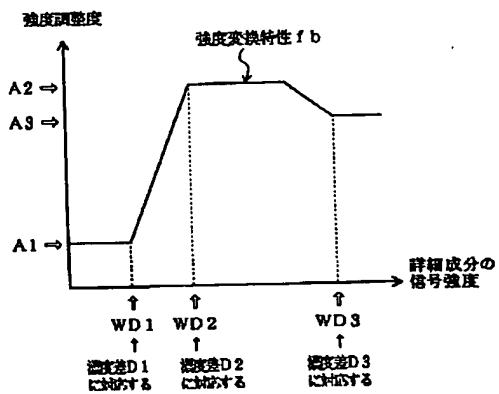
【図6】



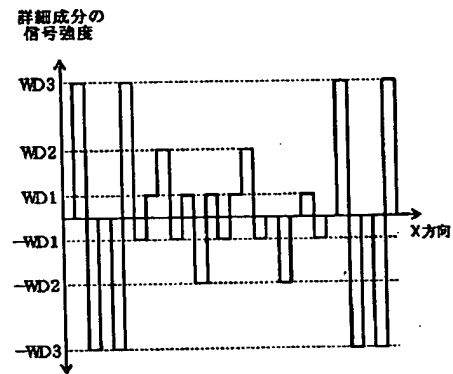
【図7】



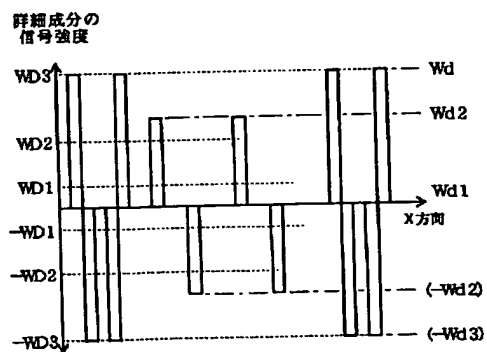
【図8】



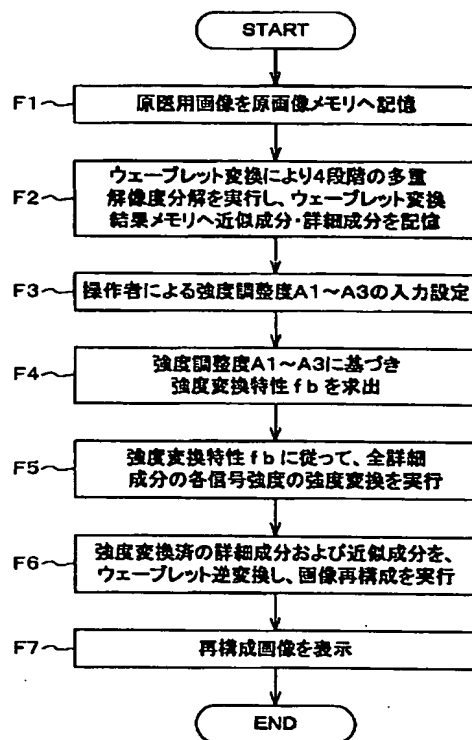
【図9】



【図10】



【図11】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.